

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

455N
10/606,933

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出願年月日
Date of Application:

2002年 6月28日

出願番号
Application Number:

特願2002-189883

[ST.10/C]:

[JP2002-189883]

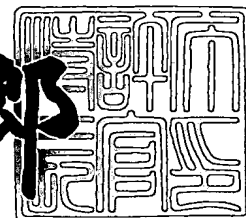
出願人
Applicant(s):

東芝医用システムエンジニアリング株式会社
株式会社東芝

2003年 5月13日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3035059

【書類名】 特許願

【整理番号】 98B0230191

【提出日】 平成14年 6月28日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055
G01R 33/20

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージングの
データ収集方法

【請求項の数】 10

【発明者】

【住所又は居所】 東京都北区赤羽二丁目16番4号 東芝医用システムエ
ンジニアリング株式会社内

【氏名】 大川 真史

【特許出願人】

【識別番号】 594164531

【氏名又は名称】 東芝医用システムエンジニアリング株式会社

【特許出願人】

【識別番号】 000003078

【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

【識別番号】 100078765

【弁理士】

【氏名又は名称】 波多野 久

【選任した代理人】

【識別番号】 100078802

【弁理士】

【氏名又は名称】 関口 俊三

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011899

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージングのデータ収集方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 所定目的のプリパルス、高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含む一連のパルスから成るパルスシーケンスを用いて被検体から収集したデータに基づく画像を得る磁気共鳴イメージング装置において、

前記エンコード傾斜磁場パルスのエンコード量は k 空間上のデータ収集位置が当該 k 空間の中心からその遠方に向かうように設定され、前記高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含むパルス列の印加の繰返しは前記 k 空間の中心寄りの領域になるほどデータ収集回数が多くなるように設定され、かつ、前記 k 空間の中心位置からその外側の位置になるほど前記高周波励起パルスの印加に対する前記プリパルスの印加の割合が下がるように設定されたパルスシーケンスの情報を記憶させた記憶手段と、

この記憶手段に記憶されている前記パルスシーケンスを用いて前記被検体のスキャンを行うスキャン手段と、

このスキャンにより前記被検体から生じる MR 信号のデータを収集して前記 k 空間に配置する収集手段と、

この収集手段により前記 k 空間に配置されたデータを再構成して前記画像を生成する画像生成手段と、を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記記憶手段に記憶されている前記パルスシーケンスは、前記 k 空間の所望の中心領域においてのみ前記プリパルスを印加するように設定したパルスシーケンスである磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記記憶手段に記憶されている前記パルスシーケンスは、前記 k 空間の所望の中心領域においては前記高周波励起パルスに対して 1 対 1 の割合で前記プリパルスを印加し、当該中心領域から外側に進むに領域においてはその外側に進むにつ

れて上昇する間欠割合で前記プリパルス印加するように設定したパルスシーケンスである磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】 請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 つに記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記プリパルスは、脂肪抑制 (Fat Suppression) パルス、I R (反転回復) パルス、M T (Magnetic Transfer) パルス、事前飽和 (Pre-saturation) パルス、又は、タギング (Tag) パルスである磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】 請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 つに記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記パルスシーケンスは、2 次元又は 3 次元の、F E 法及び F F E 法を含む F E 系のパルス列から成るパルスシーケンスである磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】 所定目的のプリパルス、高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含む一連のパルスから成るパルスシーケンスを用いて被検体からデータを収集する磁気共鳴イメージングのデータ収集方法において、

前記エンコード傾斜磁場パルスのエンコード量を k 空間上のデータ収集位置が当該 k 空間の中心からその遠方に向かうように設定し、前記高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含むパルス列の印加の繰返しを前記 k 空間の中心寄りの領域になるほどデータ収集回数が増えるように設定し、かつ、前記 k 空間の中心位置からその外側の位置になるほど前記高周波励起パルスの印加に対する前記プリパルスの印加の割合を下げるように設定した前記パルスシーケンスを用いて前記被検体のスキャンを行い、

このスキャンにより前記被検体から生じる M R 信号のデータを収集して前記 k 空間に配置する、ことを特徴とする磁気共鳴イメージングのデータ収集方法。

【請求項 7】 磁気共鳴イメージングのデータ収集用に使用され、かつ、所定目的のプリパルス、高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含む一連のパルスから成るパルスシーケンスを表す、コンピュータにより実行可能なプログラムであって、

前記エンコード傾斜磁場パルスのエンコード量を k 空間上のデータ収集位置が

当該 k 空間の中心からその遠方に向かうように設定し、前記高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含むパルス列の印加の繰返しを前記 k 空間の中心寄りの領域になるほどデータ収集回数が多くなるように設定し、かつ、前記 k 空間の中心位置からその外側の位置になるほど前記高周波励起パルスの印加に対する前記プリパルスの印加の割合を下げるように設定したことを特徴とするプログラム。

【請求項 8】 請求項 7 に記載のプログラムにおいて、

前記パルスシーケンスは、前記 k 空間の所望の中心領域においては前記高周波励起パルスに対して 1 対 1 の割合で前記プリパルスを印加し、当該中心領域から外側に進むに領域においてはその外側に進むにつれて上昇する間欠割合で前記プリパルスを印加するように設定したパルスシーケンスであるプログラム。

【請求項 9】 請求項 7 又は請求項 8 に記載のプログラムにおいて、

前記プリパルスは、脂肪抑制 (Fat Suppression) パルス、I R (反転回復) パルス、M T (Magnetic Transfer) パルス、事前飽和 (Pre-saturation) パルス、又は、タギング (Tag) パルスであるプログラム。

【請求項 10】 請求項 7 から請求項 9 のいずれか 1 つに記載のプログラムにおいて、

前記パルスシーケンスは、2 次元又は 3 次元の、F E 法及び F F E 法を含む F E 系のパルス列から成るパルスシーケンスであるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴現象に基づいて被検体内部を画像化する磁気共鳴イメージングに係り、とくに、造影剤を被検体に注入してダイナミックスキャンを行う造影 M R A (血管造影法) に好適な “Elliptic Centric” (又は Swirl) 法と呼ばれるエンコード法に基づくパルスシーケンスを実行する磁気共鳴イメージングに関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージングは、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをそのラーモア周波数の高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生するエコー信号などのMR信号から画像を再構成するイメージング法である。

【0003】

この磁気共鳴イメージングを行うには、各種のパルスを一定の規則に沿って時系列に並べたパルス列、いわゆるパルスシーケンスに基づき、RFコイルから被検体にパルスを送信し、この印加に応答してスピンの磁気共鳴現象によって発生するエコー信号（MR信号）をRFコイルにより受信することが必要である。受信したエコー信号はその後の信号処理によりエコーデータに変換される。画像再構成法がフーリエ変換法の場合、エコーデータはエンコード量に対応させて周波数空間（k空間）に配置される。この周波数空間に配置されたデータの組は更にフーリエ変換されて実空間の画像に再構成される。

【0004】

この磁気共鳴イメージングの1つにMRA（磁気共鳴血管撮像法）がある。このMRAも種々の手法で実行されており、その研究も盛んに行われている。このMRAの1つの手法として、造影剤を被検体に注入して造影剤によるコントラスト増を利用する造影MRA法が知られている。この造影MRAを行う場合、通常、造影剤を注入した被検体の所望位置を一定時間の間隔でスキャンする、いわゆるダイナミックスキャンが行われている。

【0005】

造影MRAを行う場合、通常、注入した造影剤のスキャン部位への到来によってコントラストが急激に増加する血管部位をビューの中心部に設定するので、その中心部のコントラストを優先させるエンコード法が好適である。このエンコード法として、Elliptic Centric（又はSwirl）法と呼ばれるエンコード法が知られている。このエンコード法はスキャン開始後、直ぐに、k空間（周波数空間）の中心部に配置するデータを収集するようにエンコード量を設定したパルスシーケンスを使用する手法である。

【0006】

一方、造影MRAの場合、高い時間分解能の確保も重要なファクタである。こ

の観点から開発されたイメージング法として、 k 空間の中心部分に配置するデータをその他の部分に配置するデータよりも多く収集するようにパルスシーケンスの収集単位（励起）順を設定し、スキャンするサンプリング法が知られている。このサンプリング法は、3Dtrics（又はDRKS（Differential Rate k -space Sampling））法とも呼ばれている。このサンプリング法の元に収集したデータをview share法を用いて処理することで、ダイナミックスキャンの時間分解能を高めることができる。

【0007】

なお、この3Dtrics法に、上述したElliptic Centric法を組み合わせる例が例えば「ISMRM 2000 演題1799」により提案されている。

【0008】

このような造影MRAは3次元のFFE（高速フィールドエコー）法に基づくパルスシーケンスで実行されることが多い。このパルスシーケンスにはまた、その高周波（RF）励起パルス（フリップパルス）の励起前に脂肪抑制など、所望目的のプリパルスを印加することがある。しかしながら、全ての高周波励起の前にプリパルスを付加するとスキャン時間が長くなるので、これを回避するため、例えば特開2001-170023号に示されるように、プリパルスの印加頻度を k 空間上でゼロエンコードから外側に向かうほど変化させる手法も提案されている。なお、このプリパルスの調整法は上述したElliptic Centric法に組み合わせられて実施されている。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した特開2001-170023号に記載されているプリパルスの印加法は、スキャン時間を短縮させ、かつ、所望のプリパルスの効果を得ることは可能ではあるが、近年に見られるように、3次元FFE法に基づく造影MRAを、被検体の1回の息止め期間内に終えることは難しいという問題があった。

【0010】

本発明は、このような従来技術が直面している現状を打破するためになされた

もので、高い時間分解能を維持することができ、通常の被検体により実行可能な1回の息止め期間内にスキャンを終えることができ、かつ、所望のプリパルスの印加によるコントラスト（プリパルスの効き具合）を得ることができる、とくに、3次元の造影MRAに好適な磁気共鳴イメージング装置及びそのデータ収集方法を提供することを、目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、所定目的のプリパルス、高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含む一連のパルスから成るパルスシーケンスを用いて被検体から収集したデータに基づく画像を得る。前記パルスシーケンスでは、前記エンコード傾斜磁場パルスのエンコード量は k 空間上のデータ収集位置が当該 k 空間の中心からその遠方に向かうように設定され、前記高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含むパルス列の印加の繰返しが前記 k 空間の中心寄りの領域になるほどデータ収集回数が増えるように設定され、かつ、前記 k 空間の中心位置からその外側の位置になるほど前記高周波励起パルスの印加に対する前記プリパルスの印加の割合が下がるように設定される。この磁気共鳴イメージング装置は、かかるパルスシーケンスの情報を記憶させた記憶手段と、この記憶手段に記憶されている前記パルスシーケンスを用いて前記被検体のスキャンを行うスキャン手段と、このスキャンにより前記被検体から生じるMR信号のデータを収集して前記 k 空間に配置する収集手段と、この収集手段により前記 k 空間に配置されたデータを再構成して前記画像を生成する画像生成手段と、を備えたことを特徴とする。

【0012】

上述したパルスシーケンスが実行されるので、 k 空間の中心部に配置するデータほど多く収集することで、高い時間分解能を確保できる。また、所望目的のプリパルスを k 空間の中心の領域ほど高い割合で印加し、その外側の領域に進むにつれて印加割合を減らすので、プリパルスがコントラストに有効に効く部分に優先的に印加できる。同時に、それ以外の部分ではプリパルスの印加を抑えるので

、プリパルスの印加に伴うスキャン時間の増大も抑えられる。このため、例えば 3 次元の造影 M R A を実施する場合であっても、被検体の 1 回の息止めでカバー可能なスキャン時間に抑えることができる。

【 0 0 1 3 】

一例として、前記記憶手段に記憶されている前記パルスシーケンスは、前記 k 空間の所望の中心領域においてのみ前記プリパルスを印加するように設定したパルスシーケンスである。また、前記記憶手段に記憶されている前記パルスシーケンスは、前記 k 空間の所望の中心領域においては前記高周波励起パルスに対して 1 対 1 の割合で前記プリパルスを印加し、当該中心領域から外側に進むに領域においてはその外側に進むにつれて上昇する間欠割合で前記プリパルスを印加するように設定したパルスシーケンスであってもよい。

【 0 0 1 4 】

また、好適には、前記プリパルスは、脂肪抑制 (Fat Suppression) パルス、I R (反転回復) パルス、M T (Magnetic Transfer) パルス、事前飽和 (Pre-saturation) パルス、又は、タギング (Tag) パルスである。また、一例として、前記パルスシーケンスは、2 次元又は 3 次元の、F E 法及び F F E 法を含む F E 系のパルス列から成るパルスシーケンスである。

【 0 0 1 5 】

また、本発明に係る磁気共鳴イメージングのデータ収集方法は、所定目的のプリパルス、高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含む一連のパルスから成るパルスシーケンスを用いて被検体からデータを収集する方法である。この収集方法は、前記エンコード傾斜磁場パルスのエンコード量を k 空間上のデータ収集位置が当該 k 空間の中心からその遠方に向かうように設定し、前記高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含むパルス列の印加の繰返しを前記 k 空間の中心寄りの領域になるほどデータ収集回数が増えるように設定し、かつ、前記 k 空間の中心位置からその外側の位置になるほど前記高周波励起パルスの印加に対する前記プリパルスの印加の割合を下げるように設定した前記パルスシーケンスを用いて前記被検体のスキャンを行い、このスキャンにより前記被検体から生じる M R 信号のデ

ータを収集して前記 k 空間に配置する、ことを特徴とする。

【0016】

このデータ収集方法によっても、上述したと同等の作用効果を得ることができる。

【0017】

さらに、本発明によれば、磁気共鳴イメージングのデータ収集用に使用され、かつ、所定目的のプリパルス、高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含む一連のパルスから成るパルスシーケンスを表す、コンピュータにより実行可能なプログラムが提供される。このプログラムは、前記エンコード傾斜磁場パルスのエンコード量を k 空間上のデータ収集位置が当該 k 空間の中心からその遠方に向かうように設定し、前記高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含むパルス列の印加の繰返しを前記 k 空間の中心寄りの領域になるほどデータ収集回数が多くなるように設定し、かつ、前記 k 空間の中心位置からその外側の位置になるほど前記高周波励起パルスの印加に対する前記プリパルスの印加の割合を下げるように設定したことを特徴とする。このプログラムを磁気共鳴イメージング装置に搭載することで、上述した装置と同様の作用効果を得ることができる。

【0018】

【発明の実施の形態】

以下、本発明に係る 1 つの実施の形態を、図 1 ～図 5 参照して説明する。

【0019】

この実施形態に係る磁気共鳴イメージング (MRI) 装置の概略構成を図 1 に示す。

【0020】

この磁気共鳴イメージング装置は、被検体としての患者 P を載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、高周波信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部とを備える。さらに、この磁気共鳴イメージング装置は、被検体 P の心時相を表す信号としての ECG 信号を計測する心電計

測部と、患者Pに息止めを指令するための息止め指令部とを備えている。

【0021】

静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石1と、この磁石1に電流を供給する静磁場電源2とを備え、被検体Pが遊挿される円筒状の開口部（診断用空間を成す）の軸方向（Z軸方向）に静磁場 H_0 を発生させる。なお、この磁石部にはシムコイル14が設けられている。このシムコイル14には、後述するホスト計算機の制御のもとで、シムコイル電源15から静磁場均一化のための電流が供給される。寝台部は、被検体Pを載せた天板を磁石1の開口部に退避可能に挿入できる。

【0022】

傾斜磁場発生部は、磁石1に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット3を備える。この傾斜磁場コイルユニット3は、互いに直交するX、Y及びZ軸方向の傾斜磁場を発生させるための3組（種類）のx、y、zコイル3x～3zを備える。傾斜磁場部はまた、x、y、zコイル3x～3zに電流を供給する傾斜磁場電源4を備える。この傾斜磁場電源4は、後述するシーケンサ5の制御のもとで、x、y、zコイル3x～3zに傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

【0023】

傾斜磁場電源4からx、y、zコイル3x～3zに供給されるパルス電流を制御することにより、物理軸である3軸X、Y、Z方向の傾斜磁場を合成して、互いに直交するスライス方向傾斜磁場 G_S 、位相エンコード方向傾斜磁場 G_E 、及び読出し方向（周波数エンコード方向）傾斜磁場 G_R の各論理軸の方向を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、及び読出し方向の各傾斜磁場は、診断用空間において静磁場 H_0 に重畳される。

【0024】

送受信部は、磁石1内の撮影空間にて被検体Pの近傍に配設されるRFコイル7と、このコイル7に接続された送信器8T及び受信器8Rとを備える。この送信器8T及び受信器8Rは、後述するシーケンサ5の制御のもとで動作する。送信器8Tは、核磁気共鳴（NMR）を起こさせるためのラーモア周波数のRF電

流パルス RF コイル 7 に供給する。受信器 8 R は、RF コイル 7 が受信したエコー信号などの MR 信号（高周波信号）を取り込み、これに前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、A/D 変換して MR 信号に応じたデジタル量のエコーデータ（原データ）を生成する。

【 0 0 2 5 】

さらに、制御・演算部は、シーケンサ（シーケンスコントローラとも呼ばれる）5、ホスト計算機 6、演算ユニット 10、記憶ユニット 11、表示器 12、入力器 13、及び音声発生器 16 を備える。この内、ホスト計算機 6 は、記憶したソフトウェア手順により、シーケンサ 5 にパルスシーケンス情報を指令するとともに、装置全体の動作を統括する機能を有する。

【 0 0 2 6 】

ホスト計算機 6 は、所定のパルスシーケンスに抛りイメージングスキャンを指令する。本実施形態で実行されるイメージングスキャンは、3 次元の FFE 法に基づく造影 MRA を行うためのダイナミックスキャンである。ただし、FE 法を用いてもよく、また 2 次元スキャンであってもよい。

【 0 0 2 7 】

パルスシーケンスは、詳しくは後述するが、Elliptic Centric（又は Swirl）法に基づいて 3D tricks（又は DRKS（Differential Rate k-space Sampling））法を実施するとともに、本発明の特徴を成す手法に基づいてプリパルスが印加されるように予めプログラムされている。このプログラムのデータが記憶ユニット 11 の ROM などの記録媒体が予め格納されている。

【 0 0 2 8 】

プリパルスとしては、脂肪抑制（Fat Suppression）パルス、IR（反転回復）パルス、MT（Magnetic Transfer）パルス、事前飽和（Pre-saturation）パルス、及び、タギング（Tag）パルスのうちの 1 つ又は複数個が選択される。

【 0 0 2 9 】

また、この造影 MRA には、被検体の体動に因るアーチファクトを抑制するため、患者が息を吸った状態又は吐いた状態で息止め法が併用される。

【 0 0 3 0 】

シーケンサ 5 は、CPU 及びメモリを備えており、ホスト計算機 6 から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T、受信器 8 R の動作を制御するとともに、受信器 8 R が出力した MR 信号のエコーデータ（デジタル量）を一旦入力し、これを演算ユニット 1 0 に転送するように構成されている。ここで、パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T 及び受信器 8 R を動作させるために必要な全ての情報であり、例えば x 、 y 、 z コイル $3x \sim 3z$ に印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。

【 0 0 3 1 】

また、演算ユニット 1 0 は、受信器 8 R が出力したエコーデータ（原データ又は生データとも呼ばれる）を、シーケンサ 5 を通して入力し、その内部メモリ上の 2 次元又は 3 次元の k 空間（フーリエ空間または周波数空間とも呼ばれる）にエコーデータを配置し、このエコーデータをその各組毎に 2 次元または 3 次元のフーリエ変換に付して実空間の画像データに再構成する。演算ユニット 1 0 はまた、必要に応じて、画像に関するデータの合成処理、差分演算処理などを行うことができる。

【 0 0 3 2 】

記憶ユニット 1 1 は、再構成された画像データのみならず、上述の合成処理や差分処理が施された画像データを保管するとともに、造影 MRA に使用するパルスシーケンスのデータを記録媒体に記録させた状態で格納する。このパルスシーケンスは、後述するように予め設定され、プログラムデータとして ROM などの記録媒体に記録されている。この記録媒体に記録されたプログラムデータは、ホスト計算機 6 からの指令に応じて記録ユニット 1 1 により読み出され、ホスト計算機 6 を介してシーケンサ 5 に送られる。

【 0 0 3 3 】

表示器 1 2 は画像を表示する。また入力器 1 3 を介して、術者が希望する撮影条件、パルスシーケンス、画像合成や差分演算に関する情報をホスト計算機 6 に入力できる。

【 0 0 3 4 】

また、息止め指令部の一要素として音声発生器 1 6 を備える。この音声発生器 1 6 は、ホスト計算機 6 から指令があったときに、息止め開始及び息止め終了のメッセージを音声として発することができる。これにより、造影 M R A に伴って、造影剤が所望のスキヤン部位に到達する前の適宜なタイミングから所定のスキヤン時間の息止めが患者 P に指令される。この息止め期間は、平均的に、一回で継続可能な時間（例えば 2 0 秒程度）に設定されている。なお、息止めが無理な状況のときには、息止め法は併用しないで造影 M R A のみを実行するようにしてもよい。

【 0 0 3 5 】

さらに、心電計測部は、被検体の体表に付着させて E C G 信号を電気信号として検出する E C G センサ 1 7 と、このセンサ信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施してホスト計算機 6 及びシーケンサ 5 に出力する E C G ユニット 1 8 とを備える。この心電計測部による計測信号は、イメージングスキヤンを実行するときにシーケンサ 5 により用いられる。これにより、E C G ゲート法（心電同期法）による同期タイミングを適切に設定でき、この同期タイミングに基づく E C G ゲート法を併用したスキヤンが可能になっている。

【 0 0 3 6 】

なお、本実施形態では、ダイナミックスキヤンによる造影 M R A を実行できるように、造影剤投与装置 1 9 が備えられている。この造影剤投与装置 1 9 を用いて、例えば被検体 P の静脈から造影剤を投与できるようになっている。

【 0 0 3 7 】

本実施形態の構成において、記憶ユニット 1 1 が本発明の構成要素としての記憶手段に対応し、磁石 1、ホスト計算機 5、シーケンサ 5、傾斜磁場電源 4、傾斜磁場コイル 3、R F コイル 7、及び送信器 8 T が本発明の構成要素としてのスキヤン手段を形成し、R F コイル 7、受信器 8 R、及びシーケンサが本発明の構成要素としての収集手段を形成し、さらに、演算ユニット 1 0 が本発明の構成要素としての画像生成手段に対応している。

【 0 0 3 8 】

ここで、本実施形態に係る造影MRAのダイナミックスキャンに使用するパルスシーケンスを詳細に説明する。

【0039】

このパルスシーケンスは、Elliptic Centric（又はSwirl）法に基づいて3Dtrics（又はDRKS（Differential Rate k-space Sampling））法を実施し、かつ、本発明の特徴を成す手法に基づいてプリパルスを印加するように設定される。

【0040】

すなわち、ビューの中心部におけるコントラスト及びスキャン開始直後のコントラストを優先させるために、Elliptic Centric法に基づいて、スキャン開始後、直ぐに、k空間（周波数空間）の中心部に配置するデータを収集するようにエンコード量が設定される。これを概念的に表すと、図2に示すように、3次元のk空間におけるエンコード方向（位相エンコード方向PE及びスライスエンコード方向SE）の中心部（0，0）からその外側に向かってデータ収集が進むようにエンコード量（位相エンコード量及びスライスエンコード量）が設定される。このデータ収集の進みとしては、一例として、螺旋状に進めることが知られている。

【0041】

このElliptic Centric法に基づく3Dtrics法のサンプリング順が設定される。このサンプリング順を模式的に図3に示す。この例は、k空間をその中心（位相エンコード＝0、スライスエンコード＝0）から同心円状に3つの領域A～Cに分割し、中心部の領域「A」のデータをより多く収集できるようにRF励起による繰返しを設定される。なお、領域の形状や分割数については上述したものに限定されない。例えば、楕円形や四角形の領域を設定してもよいし、4個又はそれ以上の領域に分割するようにしてもよい。

【0042】

具体的なサンプリング順として、「A，B，A，C」，「A，B，A，C」，…に設定される。これを行うには、かかるサンプリング順に全てのエンコード量を時系列に並べ、それらを「A，B，A，C」の繰返しで分割して記憶させる。

これにより、「A, B, A, C」の繰返しを1つの単位としたダイナミックスキランが付される。

【0043】

なお、この分割された1つの組を成すサンプリング順「A, B, A, C」から、ビューシェア法による後処理により、1回目及び2回目サンプリングの収集Aを元にした「A', B', C'」及び「A'', B'', C''」のデータが生成される。このため、時間分解能が1.5倍に高くなる。

【0044】

さらに、上述したElliptic Centric法に基づく3Dtrics法のサンプリング順に、本発明に基づくプリパルス印加する。この印加法を図4に模式的に示す。

【0045】

図4に示すように、例えば、k空間をその中心（位相エンコード=0、スライスエンコード=0）から同心円状に4つの領域SA~SDに分割し、データ収集時のプリパルスの印加割合が中心部の領域SAから外側に進むにつれて下がるように設定される。逆に言えば、中心部の領域SAに配置するデータを収集するときのプリパルスの印加割合は、その外側の領域よりも高く設定される。

【0046】

一例として、中心部の領域SAにおけるデータ収集時にはRF励起毎にプリパルスを印加するが、その外側の領域SB~SDにおけるデータ収集時にはプリパルスを印加しないように設定できる。つまり、中心部の領域SAでは、RF励起パルス（フリップパルス）の1回の印加に対して1個のプリパルスが印加され、その印加割合の比は1対1になる。しかしながら、残りの領域では1対零になる。

【0047】

また別の例として、中心部の領域SAにおけるデータ収集時にはRF励起毎にプリパルスを印加し、その外側の領域SB~SDにおけるデータ収集時にはプリパルスを間欠的に、又は、間欠的であって外側の領域に進むにつれて間欠割合が高く（印加割合が低く）なるように設定できる。

【0048】

例えば、図4に示すように、k空間を位相エンコード方向及びスライスエンコード方向にそれぞれ30エンコードをするときに、

- ・領域SAを0～±5までのエンコードの領域とし、
- ・領域SBを±6～±7のエンコードの領域とし、
- ・領域SCを±8～±9のエンコードの領域とし、
- ・領域SDを残りのエンコードの領域と、

するとき、

- ・領域SAの0～±3までのエンコードにはRF励起毎にプリパルスを毎回印加し、

- ・領域SAの4～±5までのエンコードにはRF励起2回毎にプリパルスを1回印加し、

- ・領域SBの±6～±7までのエンコードにはRF励起3回毎にプリパルスを1回印加し、

- ・領域SCの±8～±9までのエンコードにはRF励起5回毎にプリパルスを1回印加し、

- ・領域SDの残りのエンコードにはプリパルスを印加しない、

のように設定される。

【0049】

なお、このプリパルスの印加割合の設定においても、分割領域の形状や分割数については上述したものに限定されない。例えば、楕円形や四角形の領域を設定してもよいし、5個又はそれ以上の領域に分割するようにしてもよい。またプリパルスの印加の間欠割合についても、他の態様で変化させることができる。

【0050】

またなお、前述した3Dtrics法のサンプリング順を設定するときの領域の分割の仕方と、上述したプリパルスの印加割合を設定するときのそれとは、互いに無関係に設定できる。プリパルスの印加目的やスキャン部位などの応じて、プリパルスの印加割合を設定するときの領域の分割の仕方が決められる。

【0051】

このようにして設定されるパルスシーケンスの一例を部分的に図5に示す。こ

の例は、3 D F F E 法に基づくパルスシーケンスであり、位相エンコード量及びスライスエンコード量は共に、上述したElliptic Centric法に基づく3 D tricks法のサンプリング順に従い、かつ、フリップパルスが本発明に基づく印加法に沿って印加される。つまり、フリップパルスによる1回のRF励起時に1個のプリパルスを印加する状態から、4回のRF励起毎に1個のプリパルスを印加する状態への移り変わりの時系列部分を示している。

【0052】

フリップパルスの種類としては多様なものを設定でき、例えば、脂肪からの信号を抑制する脂肪抑制 (Fat Suppression) パルス、磁化スピンを反転させるIR (反転回復) パルス、MT効果を積極的に生じさせるMT (Magnetic Transfer) パルス、血流がスキャン部位に入る前にその信号を飽和させる事前飽和 (Pre-saturation) パルス、又は、血流の磁化スピんにタグ付けを行うタギング (Tag) パルスなどである。

【0053】

以上のように設定されたパルスシーケンスは、予め記憶ユニット11に保存されている。そして、造影MRAを実施するときに、ホスト計算機6からの指令に応じて、そのパルスシーケンスのデータが記憶ユニット11から読み出され、ホスト計算機6を介してシーケンサ5に転送される。

【0054】

造影剤が被検体Pの例えば静脈から注入され、この造影剤が被検体Pのスキャン部位に到達する時刻を見計らった適宜なタイミングにおいて、音声発生器16から息止めが被検体Pに指令される。これに応じて、被検体Pは息止めを開始することになる。

【0055】

シーケンサ5は、適宜なタイミングで、送られてきたパルスシーケンス情報に基づいて傾斜磁場電源4及び送信器8Tの駆動を開始させる。これにより、例えば3 D F F 法に基づくダイナミックスキャンが所望のスキャン部位において実行される。このときのサンプリング順は、例えば上述したように、図3の例で言えば、「A, B, A, C」、「A, B, A, C」、…の領域順であり、k空間の中

心部に配置されるデータほど多くサンプリングされる。

【0056】

また、かかるダイナミックスキャン時に、 k 空間の中心部の領域に配置されるデータほど、プリパルスの印加割合が高い状態で収集される。つまり、画像コントラストを決める上で支配的な k 空間の中心部の低周波成分のデータ収集するときにはプリパルスは、 k 空間の周辺部よりも高い割合で印加される。これに対して、 k 空間の周辺部に配置する高周波成分のデータを収集するときにはプリパルスの印加割合が下げられる。この高周波成分は実空間画像では画像の輪郭を決定するが、造影MRAの場合、画像の輪郭はそれほど関心が無い部分であるので、プリパルスの印加は優先されない。

【0057】

上述のパルスシーケンスによって実行されるダイナミックスキャンの収集データは演算ユニット10に送られ、3次元 k 空間に配置されるとともに、ビューシェア (View Share)法に基づいて画像処理された後、実空間画像に再構成される。

【0058】

したがって、この実施形態によるダイナミックスキャンによれば、スキャン開始後 k 空間の中心に配置するデータから収集されるとともに、その k 空間の中心部分に配置するデータほど多数回収集される。これにより、優先的に収集される中心部のデータを後処理することで、ダイナミック撮像の時間分解能を高めることができる。同時に、所望種のプリパルスを印加して、その種類に応じたプリパルス効果を得る。このとき、プリパルスは造影MRAに最も重要と思われる k 空間の中心部寄りの領域のデータ収集時を優先して印加するので、画像コントラストは、 k 空間全部の領域のデータ収集時に万遍無く印加する場合に比べて、画像のメリハリが鮮明になり、造影剤の画像がより高いコントラストで描出される。このプリパルスの印加による効果（例えば脂肪抑制の効果）は、時間分解能の向上と相俟って相乗的に効いて、より高画質のMRA像を提供することができる。

【0059】

また、同時に、 k 空間の高周波部分のデータ収集時にはプリパルスの印加割合

を減らす又は零にするようにしているので、全体のスキャン時間は、各励起毎に印加する場合に比べて、大幅に短縮される。例えば3次元スキャンの場合でも、20秒以下といったオーダのスキャン時間にできる。したがって、通常の被検体の場合、1回の息止めでカバー可能な時間であり、呼吸に伴う体動に因るアーチファクトも減らすことができる。k空間の高周波部分のデータは、通常、関心度の薄い画像輪郭部分に相当するので、一応の画像が描出されていれば、診断には殆ど影響ない。

【0060】

この選択的（間欠的）なプリパルスの印加法によって、意図したプリパルスの効果を確実に得ることは勿論のこと、前述した時間分解能は依然として高い値に保持され、精細な画像が得られる。

【0061】

このように、本実施形態の磁気共鳴イメージング装置及びそのデータ収集方法によれば、通常の被検体により実行可能な1回の息止め期間内にスキャンを終えることができ、高い時間分解能を維持することができ、かつ、所望のプリパルスの印加によるコントラストを得ることができる。とくに、3次元の造影MRAに好適なダイナミックスキャンを確実に実施することができる。この実施形態で得た3次元の画像データは、3次元のMPR（Multi Planar Reconstruction）やMIP法（最大値投影法）による回転表示を行ったときに、その優位性を明瞭に実感できる。つまり、従来のエンコード法による画像に比べて、ぼけやくずれの少ない高品質な画像が提供される。

【0062】

なお、本発明は上述した実施形態の構成に限定されるものではなく、特許請求の範囲に要旨に基づき、さらに種々の形態に変形可能なことは勿論である。例えば、上述した実施形態において、プリパルスの印加割合を変えるときに、プリパルスの強度（量）をも併せて調整するようにしてもよい。また、上述した磁気共鳴イメージングは、必ずしも造影MRAに限定されないことは勿論である。この磁気共鳴イメージング法は、ハーフフーリエ再構成法やマルチコイルを用いたパラレルイメージング法にも適用することができ、これにより、時間分解能をさら

に向上させることができる。

【0063】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、高い時間分解能を維持することができ、通常の被検体により実行可能な1回の息止め期間内にスキャンを終えることができ、かつ、所望のプリパルスの印加によるコントラスト（プリパルスの所望の効き具合）と3次元空間中での時間的な偏りの少ない画像を得ることができる。とくに、3次元の造影MRAに好適な磁気共鳴イメージング装置及びそのデータ収集方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の構成の一例を示す概略ブロック図。

【図2】

Elliptic Centric法の概念を説明する図。

【図3】

3Dtrics法の概念を説明する図。

【図4】

本発明を実施したプリパルスの印加法の概念を説明する図。

【図5】

本発明の実施形態で使用可能な3DFE法のパルスシーケンスの一例を示す部分的なフローチャート。

【符号の説明】

- 1 磁石
- 2 静磁場電源
- 3 傾斜磁場コイルユニット
- 4 傾斜磁場電源
- 5 シーケンサ
- 6 ホスト計算機

7 R F コイル

8 T 送信器

8 R 受信器

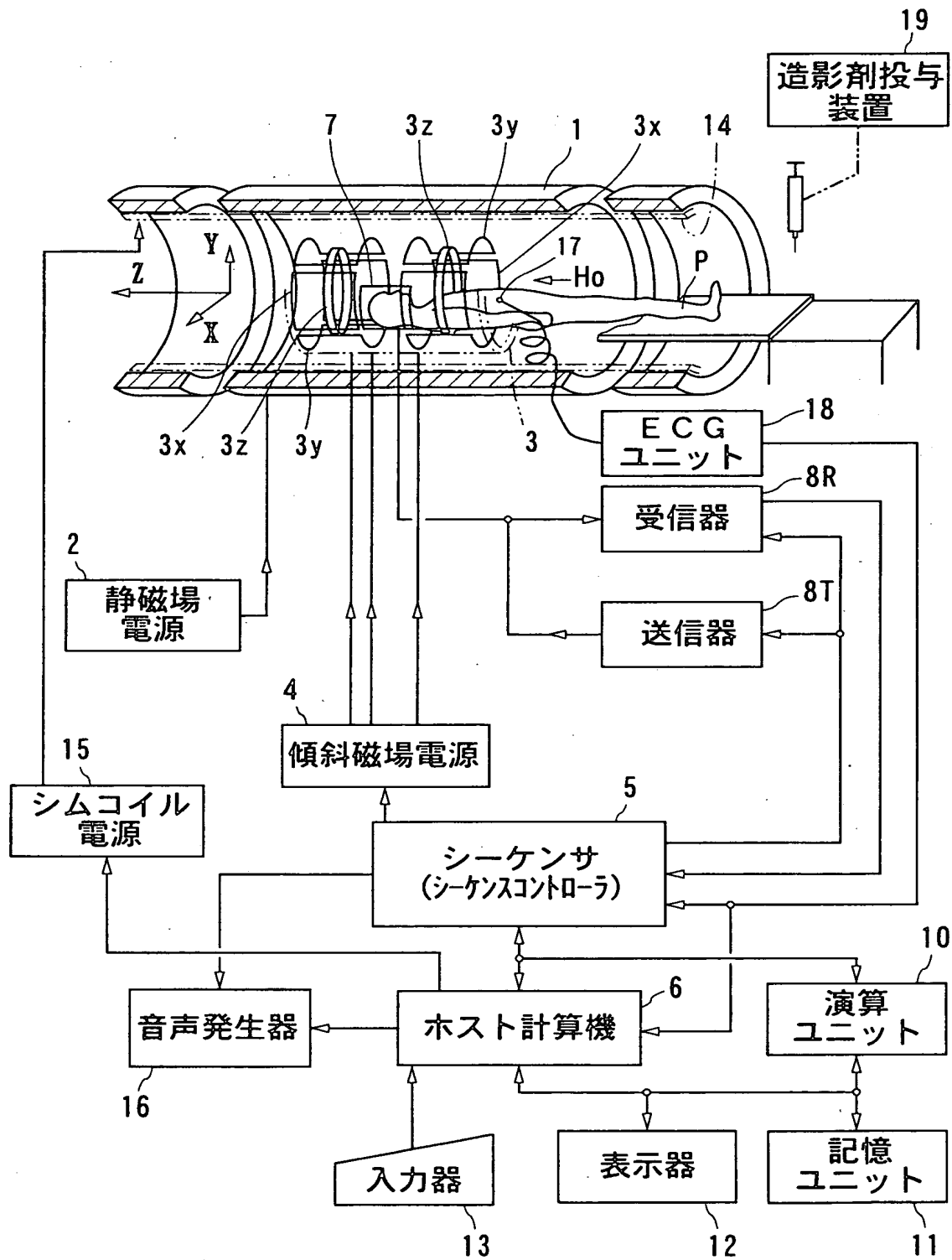
1 0 演算ユニット

1 1 記憶ユニット

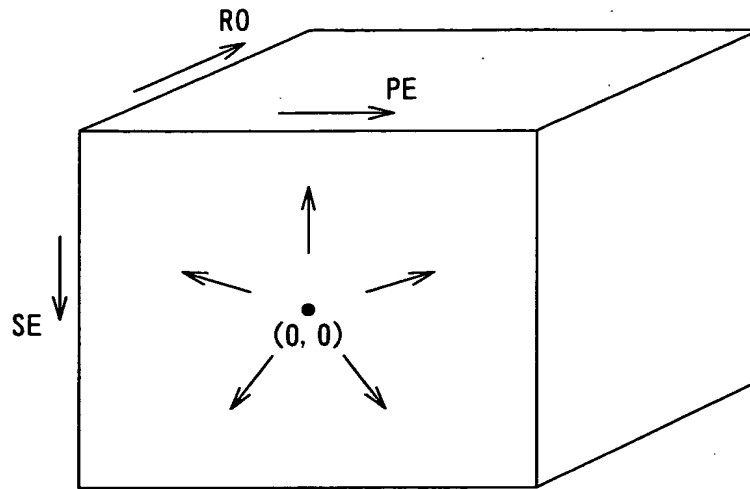
1 6 音声発生器

【書類名】 図面

【図 1】

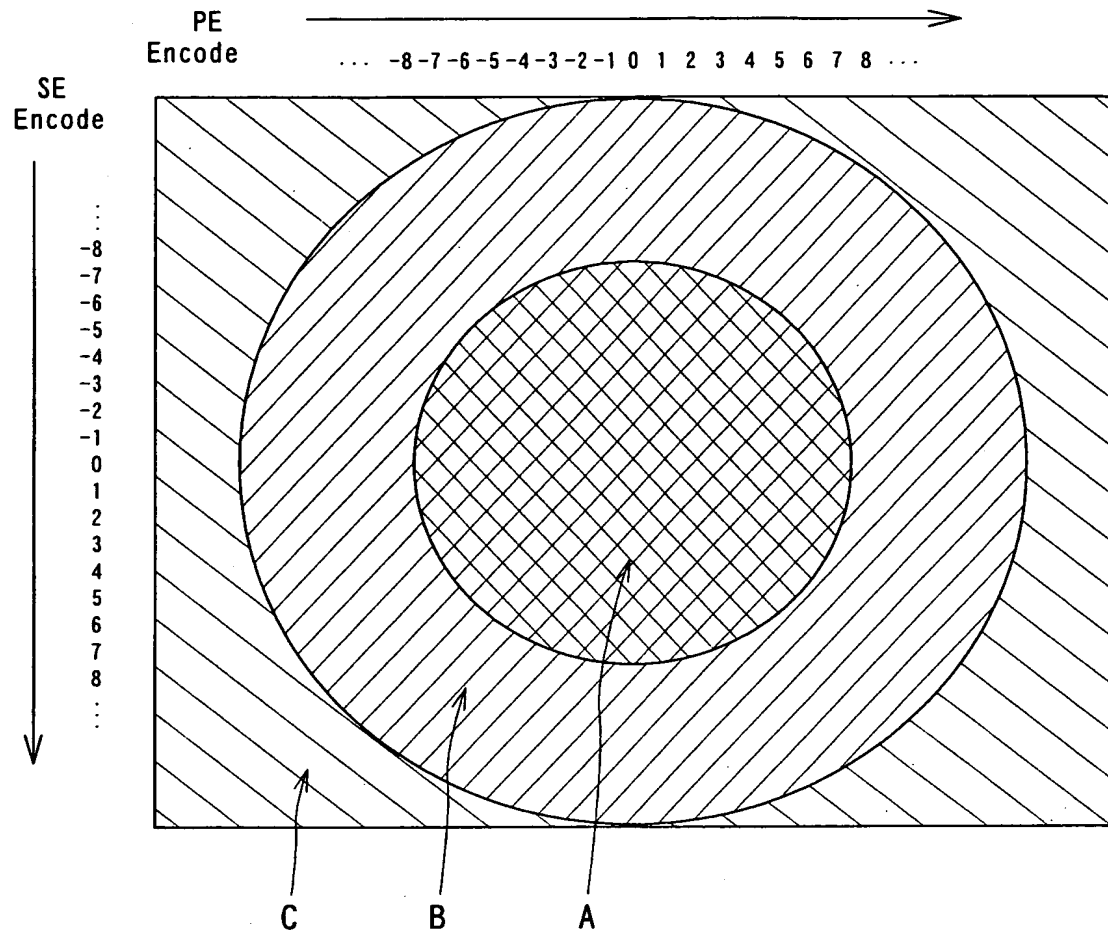


【図 2】



【図 3】

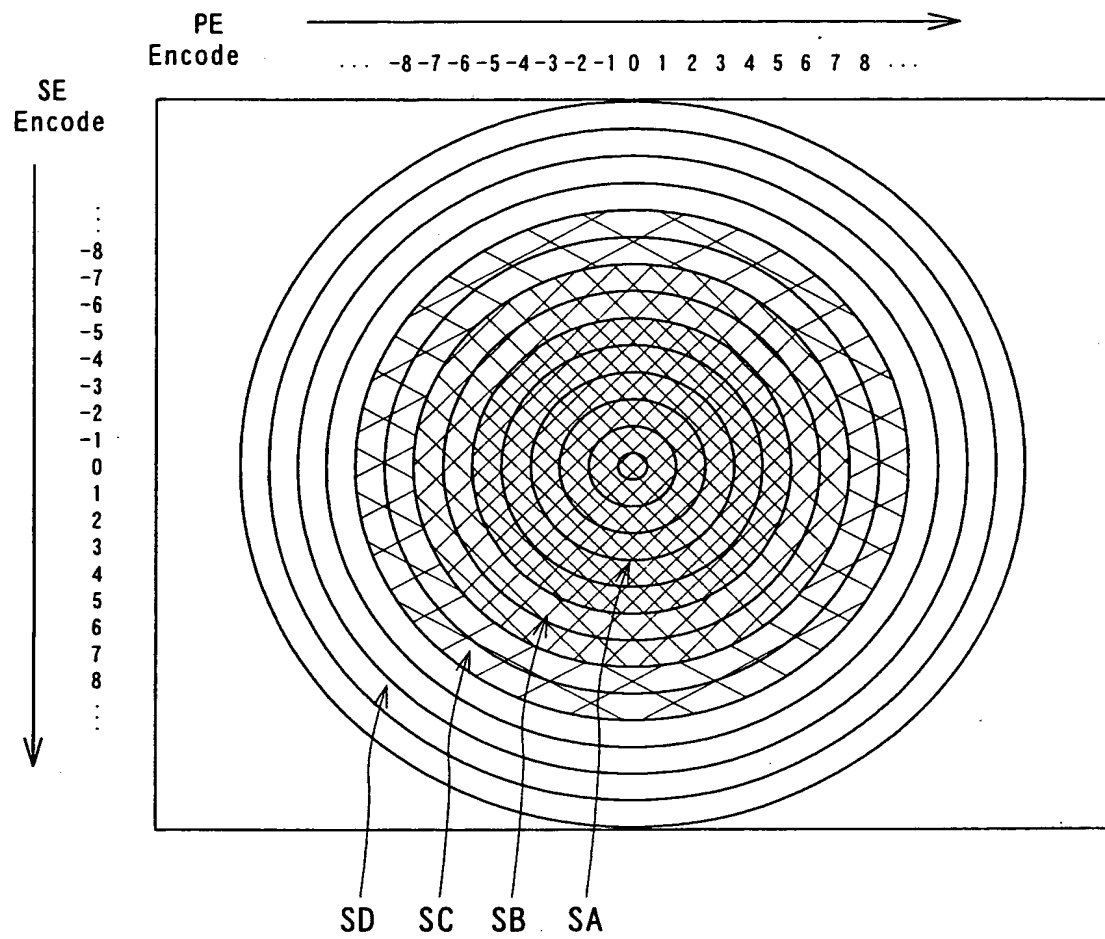
K-Space



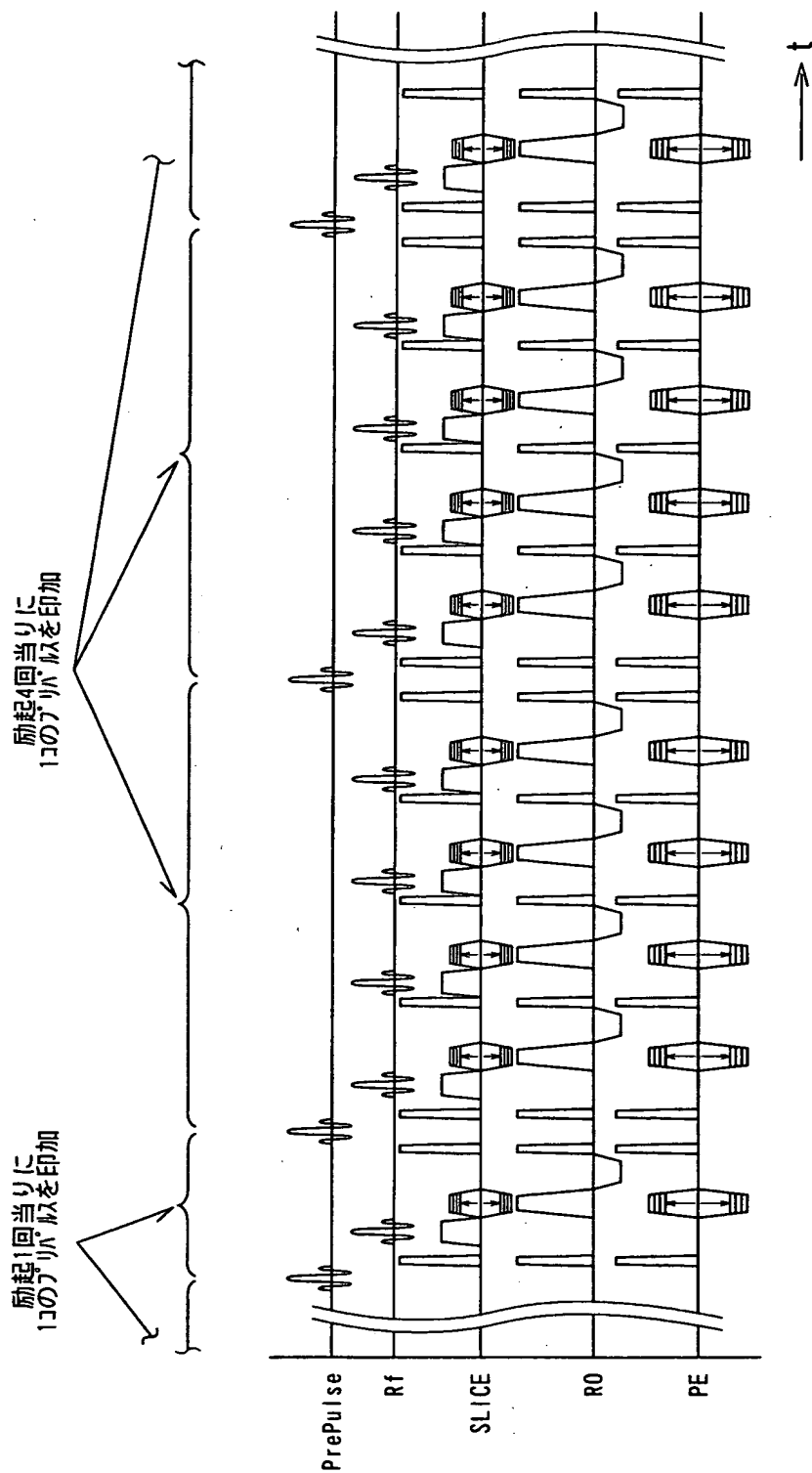
収集順序 [ABAC] [ABAC]

【図 4】

K-Space



【図 5】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 高い時間分解能を維持し、1回で可能な息止め期間内にスキャンを終えることができ、かつ、所望のプリパルスの印加できる磁気共鳴イメージング法を提供する。

【解決手段】 この磁気共鳴イメージングに用いるパルスシーケンスでは、エンコード傾斜磁場パルスのエンコード量は k 空間上のデータ収集位置が当該 k 空間の中心からその遠方に向かうように設定され、高周波励起パルス、エンコード傾斜磁場パルス、及び読出し傾斜磁場パルスを含むパルス列の印加の繰返しは k 空間の中心寄りの領域になるほどデータ収集回数が多くなるように設定され、かつ、 k 空間の中心位置からその外側の位置になるほど前記高周波励起パルスの印加に対する前記プリパルスの印加の割合が下がるように設定されている。このパルスシーケンスを用いて、例えば造影MRAの3次元ダイナミックスキャンが実行される。

【選択図】 図5

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [594164531]

1. 変更年月日 1997年10月22日
[変更理由] 名称変更
住 所 東京都北区赤羽2丁目16番4号
氏 名 東芝医用システムエンジニアリング株式会社
2. 変更年月日 2003年 4月23日
[変更理由] 住所変更
住 所 栃木県大田原市下石上1385番地
氏 名 東芝医用システムエンジニアリング株式会社

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日	2001年 7月 2日
[変更理由]	住所変更
住 所	東京都港区芝浦一丁目1番1号
氏 名	株式会社東芝